



1-504 U.S. PTO
09/503022
02/14/00

BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 02 JUIN 1999

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

**CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT**

INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

SIEGE
26 bis, rue de Saint Petersburg
75800 PARIS Cedex 08
Téléphone : 01 53 04 53 04
Télécopie : 01 42 93 59 30

ETABLISSEMENT PUBLIC NATIONAL

CRÉÉ PAR LA LOI N° 57-444 DU 19 AVRIL 1951

This Page Blank (uspto)

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 93 59 30

Confirmation d'un dépôt par télécopie ☐

Cet imprimé est à remplir à l'encre noire en lettres capitales

Réserve à l'INPI

DATE DE REMISE DES PIÈCES **18 FEV 1999**
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL **9902032**
DÉPARTEMENT DE DÉPÔT **75 INPI PARIS B**
DATE DE DÉPÔT **18 FEV. 1999**

1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE
À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE

BUREAU D.A. CASALONGA-JOSSE
8 AVENUE PERCIER
75008 PARIS

2 DEMANDE Nature du titre de propriété industrielle

☒ brevet d'invention

☐ demande divisionnaire

☐ certificat d'utilité

☐ transformation d'une demande
de brevet européen

☐ demande initiale

☐ brevet d'invention

n° du pouvoir permanent références du correspondant
B 98/1976 FR/FZ

téléphone

date

Établissement du rapport de recherche

☐ différé

☒ immédiat

Le demandeur, personne physique, requiert le paiement échelonné de la redevance

☐ oui

☐ non

Titre de l'invention (200 caractères maximum)

"Procédé de traitement d'une séquence d'images fluoroscopiques d'un
corps, de façon à améliorer la qualité des images visualisées"

3 DEMANDEUR (S) n° SIREN

code APE-NAF

Nom et prénoms (souligner le nom patronymique) ou dénomination

GE MEDICAL SYSTEMS SA

Forme juridique

Société Anonyme

Nationalité (s) Française

Adresse (s) complète (s)

Pays

283, rue de la Minière - 78533 BUC CEDEX

FRANCE

En cas d'insuffisance de place, poursuivre sur papier libre

4 INVENTEUR (S) Les inventeurs sont les demandeurs

☐ oui

☒ non

Si la réponse est non, fournir une désignation séparée

5 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES

☐ requise pour la 1ère fois

☐ requise antérieurement au dépôt : joindre copie de la décision d'admission

6 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE

pays d'origine

numéro

date de dépôt

nature de la demande

7 DIVISIONS

antérieures à la présente demande n°

date

n°

date

8 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE

(nom et qualité du signataire)

A. CASALONGA
(bm 92-1044i)

Conseil en Propriété Industrielle

SIGNATURE DU PRÉPOSÉ À LA RÉCEPTION

SIGNATURE APRÈS ENREGISTREMENT DE LA DEMANDE À L'INPI



DÉSIGNATION DE L'INVENTEUR

(si le demandeur n'est pas l'inventeur ou l'unique inventeur)

X

DEPARTEMENT DES BREVETS MD/MCM-B 98/1976 FR

26bis, rue de Saint-Petersbourg

75800 Paris Cédex 08

Tél. : 01 53 04 53 04 - Télécopie : 01 42 93 59 30

N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL

990 2032

TITRE DE L'INVENTION : "Procédé de traitement d'une séquence d'images
fluoroscopiques d'un corps, de façon à améliorer
la qualité des images visualisées"

LE(S) SOUSSIGNÉ(S)

Société Anonyme dite : GE MEDICAL SYSTEMS SA

DÉSIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) (indiquer nom, prénoms, adresse et souligner le nom patronymique) :

- 1) Vladislav BOUTENKO
72, rue Marcel Dassault
92100 BOULOGNE-BILLANCOURT
- 2) Thierry LEBIHEN
45, rue d'Anjou
78000 VERSAILLES

NOTA : A titre exceptionnel, le nom de l'inventeur peut être suivi de celui de la société à laquelle il appartient (société d'appartenance) lorsque celle-ci est différente de la société déposante ou titulaire.

Date et signature (s) du (des) demandeur (s) ou du mandataire

Paris, le 18 février 1999

A. CASALUNGA
(bm 92-1044i)

Conseil en Propriété Industrielle

BUREAU D.A. CASALONGA-JOSSE
8 AVENUE PERCIER
75008 PARIS

Procédé de traitement d'une séquence d'images fluoroscopiques d'un corps, de façon à améliorer la qualité des images visualisées.

L'invention concerne la fluoroscopie, et plus particulièrement le traitement d'une séquence d'images fluoroscopiques d'un corps, en particulier un corps humain.

L'invention s'applique par ailleurs plus particulièrement à la
5 fluoroscopie cardiaque.

Par rapport à la radiographie en mode acquisition où les doses de rayons X sont plus importantes dans le but d'obtenir des images enregistrées de meilleure qualité à des fins de diagnostics, la fluoroscopie s'effectue avec des doses de rayons X plus faibles et est plus
10 particulièrement utilisée dans le domaine interventionnel pour positionner par exemple des endoprothèses coronaires ("stent" en langue anglaise) à l'aide de cathéters.

En fluoroscopie, le mouvement des objets d'intérêt, comme par exemple des endoprothèses coronaires, ainsi que, notamment en
15 fluoroscopie cardiaque, le mouvement du fond lié par exemple à la respiration du patient, ainsi qu'aux mouvements de la table sur laquelle est placé le patient, provoquent des perturbations dans les images auxquelles s'ajoute le bruit en particulier d'origine électrique. Ce bruit est d'autant plus gênant que l'examen fluoroscopique dure longtemps, typiquement de
20 l'ordre de 5 minutes pour positionner correctement une prothèse intravasculaire, et occasionne par conséquent une gêne visuelle pour le médecin.

Si l'on était en présence d'images immobiles, on saurait aisément éliminer le bruit par un simple filtrage temporel. Cependant, en
25 fluoroscopie, on est en présence d'images mobiles qui se traduisent, si l'on

effectue simplement un filtrage des images (par exemple un filtrage par une moyenne temporelle) par un mouvement flou ou bien une perte de contraste des objets mobiles (selon la taille des objets). En d'autres termes, on ne fait alors pas la différence entre l'arrivée et le départ d'un objet d'intérêt et un pic de bruit.

Actuellement, les algorithmes classiques de traitement d'images en fluoroscopie font appel à un critère de distinction entre une variation due au bruit et une variation due au mouvement. On stoppe ou diminue alors le traitement de filtrage en présence d'un mouvement. Cependant, l'arrêt du filtrage provoque la réapparition du bruit, ce qui se traduit sur les images par des traînées de bruits derrière les objets mobiles.

L'invention vise à apporter une solution plus satisfaisante à ces problèmes.

L'invention propose donc un procédé de traitement d'une séquence d'images fluoroscopiques d'un corps, comprenant l'acquisition d'une séquence d'images, l'élaboration, pour chaque image courante acquise, d'une image filtrée courante à partir de l'image courante acquise et de l'image filtrée précédente, et la visualisation de la séquence d'images filtrées.

Selon une caractéristique générale de l'invention, pour chaque image courante acquise, on détermine le déplacement de ladite image courante par rapport à l'image précédente acquise dans le plan d'acquisition des images, on élabore une image filtrée précédente dite "décalée", en décalant spatialement l'image filtrée précédente compte tenu dudit déplacement, et on élabore l'image filtrée courante par la moyenne pondérée entre l'image courante acquise et l'image filtrée précédente décalée, de façon à améliorer la qualité des images visualisées.

Lorsque le corps est disposé sur une table déplaçable, on détermine avantageusement le déplacement de ladite image courante dans le plan d'acquisition des images à partir de la valeur du déplacement de la table, de l'orientation spatiale du plan d'acquisition par rapport à la table et de la distance de ce plan d'acquisition par rapport à la table.

On peut également en variante, déterminer le déplacement de ladite image courante dans le plan d'acquisition des images à partir du contenu de ces images acquises.

D'autres avantages et caractéristiques de l'invention apparaîtront à l'examen de la description détaillée d'un mode de mise en oeuvre, nullement limitatif, et des dessins annexés, sur lesquels :

- la figure 1 illustre schématiquement un dispositif permettant une mise en oeuvre du procédé selon l'invention; et
- la figure 2 illustre schématiquement deux images successives acquises.

Sur la figure 1, la référence TB désigne une table déplaçable en translation selon deux directions orthogonales F_x et F_y , à l'aide par exemple d'une manivelle non représentée ici à des fins de simplification. Des capteurs de déplacement CD_x et CD_y , de réalisation connue en soi, permettent de déterminer les valeurs des déplacements selon les directions F_x et F_y , respectivement, et délivrent ces informations à des moyens de traitement MT comportant un microprocesseur.

Sur la table TB, un patient CP est allongé et subit un examen de fluoroscopie. A cet égard, l'appareillage de fluoroscopie comporte une source S de rayons X émettant des rayons X selon un axe A_x en direction d'un détecteur DC de réalisation classique et connue en soi, relié également aux moyens de traitement MT. Le détecteur DC est un détecteur plan, formant le plan d'acquisition des images. Ce plan est orthogonal à l'axe A_x . Le détecteur DC et la source S font partie d'un appareillage comportant un bras mobile dans l'espace autour du patient CP.

L'orientation de l'axe A_x est parfaitement connue à chaque instant, de même que la distance entre la table TB et le détecteur DC. Les déplacements selon les directions F_x et F_y de la table TB peuvent donc aisément être convertis de façon classique et connue en soi en des déplacements u et v dans le plan du détecteur DC, c'est-à-dire dans le plan d'acquisition des images.

On se réfère maintenant plus particulièrement à la figure 2. On voit que lors de l'examen de fluoroscopie, une séquence d'images X_n sont acquises, typiquement au rythme de 30 images par seconde. Les valeurs des pixels de chaque image sont stockées, au fur et à mesure de leur acquisition dans une mémoire des moyens de traitement MT, afin de permettre le traitement des images, et en particulier leur filtrage.

Ceci étant, lorsque, au cours de l'examen de fluoroscopie, le

médecin déplace la table TB et/ou l'endoprothèse coronaire de façon à maintenir la région considérée du corps dans le champ du rayonnement X, l'objet d'intérêt (par exemple l'endoprothèse coronaire) que l'on a représenté très schématiquement sous la référence A dans l'image X_n , s'est
 5 déplacé du vecteur déplacement \vec{D} dans l'image suivante X_{n+1} (PO et POD représentent respectivement les centres de la prothèse dans les deux images).

Le vecteur déplacement \vec{D} a des coordonnées u et v dans le plan d'acquisition des images, qui correspondent au déplacement de la table
 10 dans les directions F_x et F_y (on suppose ici que seule la table a bougé).

L'invention prévoit ici d'effectuer un traitement de filtrage en utilisant d'une part l'image acquise courante X_{n+1} et d'autre part, non pas l'image filtrée précédente correspondant directement à l'image acquise précédente, mais une image filtrée décalée YD .

15 Plus précisément, on implémente dans le microprocesseur la loi récursive (1) :

$$Y_{n+1} = (1-a) X_{n+1} + a YD_n \quad (1)$$

20 dans laquelle Y_{n+1} représente l'image filtrée courante, X_{n+1} l'image acquise courante, YD_n l'image filtrée précédente décalée par rapport à l'image filtrée précédente Y_n , et "a" un coefficient de pondération, typiquement égal à 0,2 (et éventuellement fonction de X_{n+1} et de YD_n).

Cette loi (1) se traduit pour chaque pixel de coordonnées i,j dans
 25 le plan d'acquisition des images, par la loi (2) :

$$y_{n+1}(i,j) = (1-a) x_{n+1}(i,j) + a y_n(i-u, j-v) \quad (2)$$

En d'autres termes, pour chaque pixel de coordonnées i,j de
 30 l'image courante acquise, on calcule dans l'image filtrée précédente les coordonnées I,J du pixel décalé compte tenu du mouvement de la table ($I = i-u$, $J = j-v$) et on applique la loi (2).

Les images filtrées successives Y_{n+1} sont successivement affichées sur les moyens de visualisation MV du dispositif de
 35 fluoroscopie.

Lorsque les coordonnées I et J sont négatives, c'est-à-dire lorsqu'il n'y a pas d'équivalent dans l'image précédente pour une portion de l'image de sortie Y_{n+1} , cette portion d'image est noircie. En d'autres termes, on fixe alors les valeurs $y_{n+1}(i,j)$ à zéro.

5 Ce noircissement n'est pas visible compte tenu de la fréquence d'acquisition des images et des mouvements habituellement rapides de déplacement de la table. En pratique, il a été observé que ce noircissement n'est pas visible lorsqu'il n'excède pas 10% de l'image pour le mouvement de déplacement le plus rapide.

10 Dans le mode de mise en oeuvre qui vient d'être décrit, les coordonnées u et v sont déterminées à partir du mouvement de la table. Ceci étant, il est également possible en variante de calculer les coordonnées u et v du vecteur déplacement \vec{D} directement entre deux images successives acquises, par des algorithmes classiques de détection
15 de mouvement en utilisant par exemple le critère de maximum de corrélation entre deux environnements de deux pixels homologues.

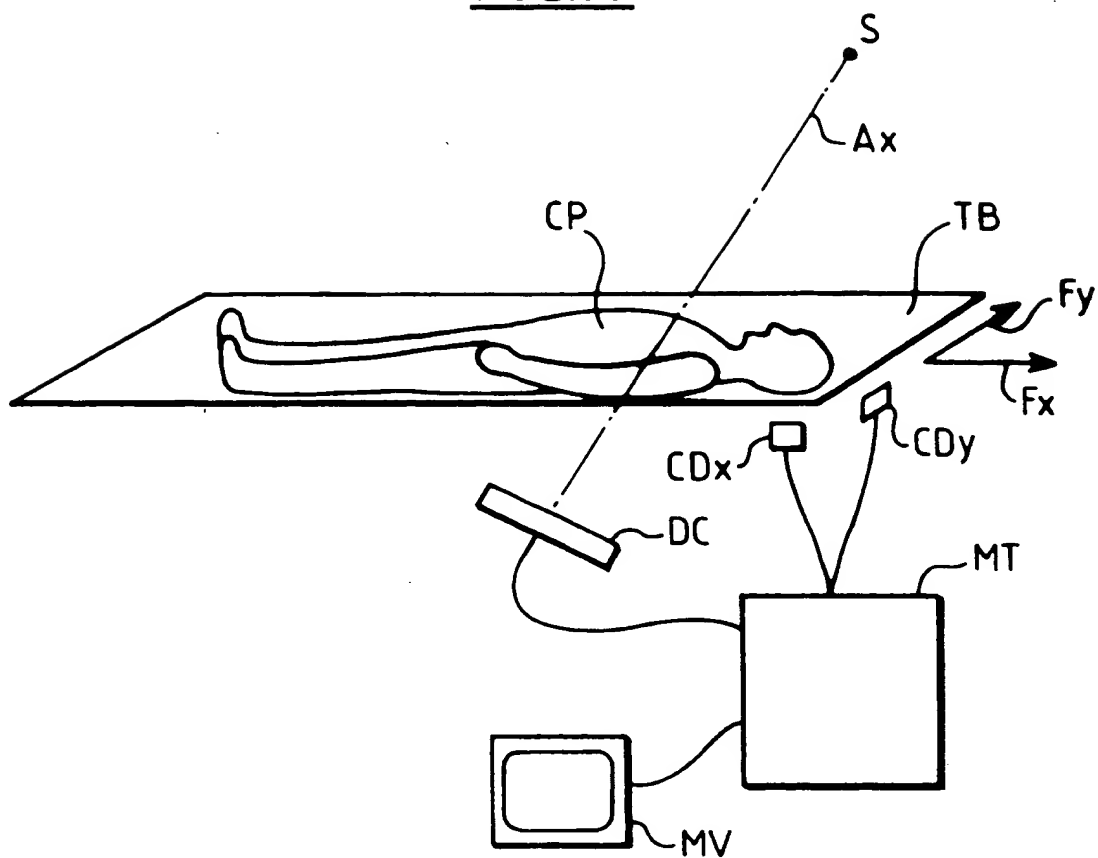
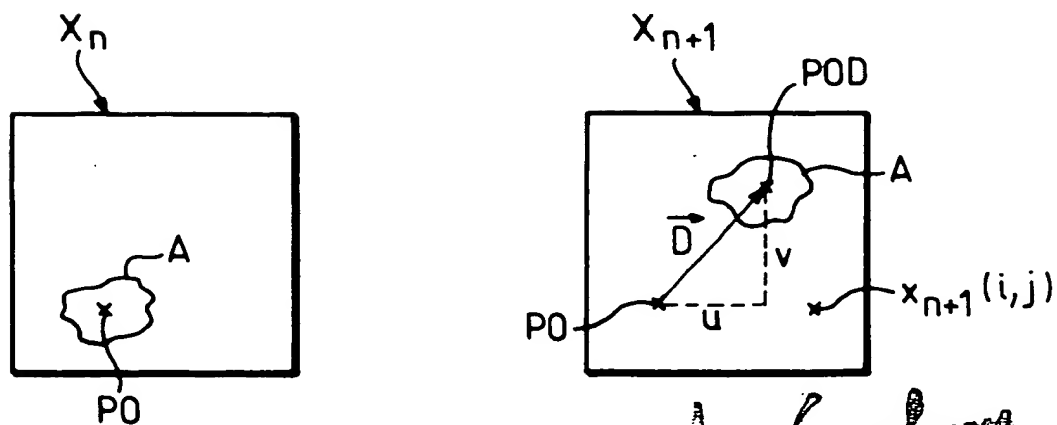
Matériellement, le décalage des images filtrées s'effectue très simplement en utilisant des éléments de retard reliés aux lignes et aux colonnes de la mémoire de stockage des images.

REVENDECATIONS

1. Procédé de traitement d'une séquence d'images fluoroscopiques d'un corps, comprenant l'acquisition d'une séquence d'images, l'élaboration, pour chaque image courante acquise (X_{n+1}), d'une image filtrée courante (Y_{n+1}) à partir de l'image courante acquise (X_{n+1}) et de l'image filtrée précédente, et la visualisation de la séquence d'images filtrées, caractérisé par le fait que pour chaque image courante acquise (X_{n+1}) on détermine le déplacement (\vec{D}) de ladite image courante par rapport à l'image précédente acquise dans le plan d'acquisition des images, on élabore une image filtrée précédente décalée (YD_n) en décalant spatialement l'image filtrée précédente (Y_n) compte tenu dudit déplacement, et on élabore l'image filtrée courante (Y_{n+1}) par la moyenne pondérée entre l'image courante acquise (X_{n+1}) et l'image filtrée précédente décalée (YD_n), de façon à améliorer la qualité des images visualisées.
2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel le corps est disposé sur une table déplaçable (TB), caractérisé par le fait qu'on détermine le déplacement de ladite image courante dans le plan d'acquisition des images (DC) à partir de la valeur du déplacement de la table (TB) et de l'orientation spatiale et de la distance du plan d'acquisition par rapport à la table.
3. Procédé selon la revendication 1, caractérisé par le fait qu'on détermine le déplacement (\vec{D}) de ladite image courante dans le plan d'acquisition des images à partir du contenu des images acquises.

Caralung

noté

FIG.1FIG.2

This Page Blank (uspto)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

This Page Blank (uspto)